

850
(1)

Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik

Röntgendiagnostik und Angiographie
Computertomographie
Nuklearmedizin
Magnetresonanztomographie
Sonographie
Integrierte Informationssysteme

Herausgeber: Heinz Morneburg

3., wesentlich überarbeitete und erweiterte Auflage, 1995

Publicis MCD Verlag

Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik :

Röntgendiagnostik und Angiographic, Computertomographie,
Nuklearmedizin, Magnetresonanztomographie, Sonographic,
integrierte Informationssysteme / Hrsg.: Heinz Morneburg. –
3., wesentlich überarb. und erw. Aufl. – München : Publicis-MCD-Verl., 1995

ISBN 3-89578-002-2

NE: Morneburg (Hrsg.), Heinz

Geleitwort

B 97/558:a

INFORMATIONSDIENSTE
BÜCHER UND MEDIENHAUS

05.11.1997

Die in diesem Buch genannten Produkthezeichnungen sind Marken von Siemens

ARRITECHNO, BICOR, CALOREX, CARDIOFOCAL, CATHCOR, COROSCOP, DIACAM,
DIGIMATIC, DIGITRAC, DURA, DYNAVISION, EVOLUTION, FLUOROSPOT, HICOR,
KOORDINAT, LITHOSTAR, LOADIX, MAGNETOM, MAMMOMAT, MEGALIX,
MULTISPECT, MULTISTAR, NEUROSTAR, NUMARIS, OPTILIX, OPTILUX, PERIVISION,
POLYDOROS, POLYTRON, PUCK, SIENET, SIMOMED, SIRCAM, SIRECON, SIREGRAPH,
SIRESKOP, SIRETOM, SOMATOM, SUPERVISION, VIDEOMED, VIDEOSON

ISBN 89578-002-2

3. Auflage, 1995

Herausgeber: Heinz Morneburg, Siemens Aktiengesellschaft

Verlag: Publicis MCD Verlag, Erlangen

© 1980 by Siemens Aktiengesellschaft, Berlin und München

© 1995 by Publicis MCD Werbeagentur GmbH, Verlag, München

Das Werk einschließlich aller seiner Teile ist urheberrechtlich geschützt.

Jede Verwendung außerhalb der engen Grenzen des Urheberrechtsgesetzes
ist ohne Zustimmung des Verlags unzulässig und strafbar. Das gilt
insbesondere für Vervielfältigungen, Übersetzungen, Mikroverfilmungen,
Bearbeitungen sonstiger Art sowie die Einspeicherung und Verarbeitung
in elektronischen Systemen. Dies gilt auch für die Entnahme von einzelnen
Abbildungen und bei auszugsweiser Verwertung von Texten.

Printed in Germany

Moderne elektromedizinisch
stungsfähiger, schone
Gesundheitswesen. In
Fortschritt, erhöhen
Lebensqualität häufig

Dem Einsatz der bildgebenden
Techniken, der Computertomographie,
der Magnetresonanztomographie
eine ständig wachsende
Anwendung, die vielfach
die höhere Leistung
und geringere Kosten
der Anwendung der

Das digitale Bild ist
Bildinformation kann
dimensionale Rekonstruktionen
therapeutisch
poralen Stoßwellen und
Nuklearmedizin und -archivierung
steme das Zusammenbringen
an mehreren Stellen ermöglichen

Aktuelle Entwicklungen
Schwerpunkte:

▷ In der Röntgenaufnahme
zurück. Diese Entwicklungen
Weise zugute.

▷ Durch kürzere Austrittsstrecken beim Röntgenstrahl
gen des Körpers
Dies erleichtert die
Anwendung von
der Erweiterung eines bildgebenden
Tunnels

▷ Die morphologische
diagnostische Ergebnisse und eine genaue
Diagnosestellung

UB 702 1-3: a

5.1 Prinzipien

5.1.1 Weichteilkontrast bzw. Strahlenschwächung bei der klassischen Röntgentechnik

Übliche Röntgenaufnahmen bilden die zweidimensionale Projektion eines dreidimensionalen Körpers ab, wobei jeder Bildpunktwert dieser Abbildung die Schwächung seines zugeordneten Strahls längs des Strahlenweges durch den Körper wiedergibt. Kleine Unterschiede im Strahlenschwächungsvermögen etwa von Weichtalgewebe innerhalb des Körpers kommen gewöhnlich kaum, bei gleicher Schwächung benachbarter Strahlbereiche überhaupt nicht zur Geltung. Wenn z.B. ein Körpersegment der Dicke d_1 mit einem Schwächungskoeffizienten μ_1 neben einem zweiten der Dicke d_2 und dem Koeffizienten μ_2 durchstrahlt wird, und wenn $\mu_1 \cdot d_1 = \mu_2 \cdot d_2$ sein sollte, wird kein Unterschied zu beobachten sein.

Allgemein wird die Schwächung durch Linienintegrale

$$p = \int \mu(x, y, z) \, d\,s \quad (5.1)$$

über die Verteilung der Schwächungskoeffizienten $\mu(x, y, z)$ des betrachteten Meßobjekts längs der Strahlenwege s bestimmt. Bei einem realen Körper ist es nicht unwahrscheinlich, daß benachbarte Linienintegrale sich kaum unterscheiden.

In der konventionellen Röntgendiagnostik behilft man sich vielfach mit der Applikation unterschiedlicher Kontrastmittel, um das Strahlenschwächungsvermögen bestimmter Bereiche anzuheben, soweit dies klinisch angezeigt ist. Unvermeidlich bleibt, daß wegen der Überlagerung aller Strukturen längs der Strahlenwege interessierende Areale nicht oder nicht eindeutig lokalisiert werden können. Auch die klassische Verwischungstomographie setzt die Lokalisierung eher voraus als sie zu liefern.

5.1.2 Einführung in das Verfahren

Die Röntgen-Computertomographie – kurz mit CT bezeichnet – ist ein spezielles Röntgen-Schichtaufnahmeverfahren, das sich im Bildaufbau grundsätzlich von dem klassischen, nach dem Verwischungsprinzip arbeitenden Röntgen-Schichtaufnahmeverfahren [5.3] unterscheidet. Bei CT-Aufnahmen ergeben sich Transversalschnittbilder, also Abbildungen von Körperschichten, die im wesentlichen senkrecht zur Körperachse orientiert sind. Diese neue Schichtdarstellungsmethode stellt nun – im Gegensatz zur klassischen Röntgentechnik – die Verteilung des Schwächungswertes $\mu(x, y, z)$ selbst dar. Das gibt ihr das Potential, interessierende Organe prinzipiell in einem dreidimensionalen Bildraum

darzustellen und ;
bar, d.h. kontrasti
Allerdings benötigt
vielen Winkeln, al
tionsabbildung der
Informationsmenge
stellung eines nur
Anstelle von $\mu(x,$
auf der Körperläng
Schnitt auf eine s
gehalten, und üb
von 1 mm bis 10 mm
als deren geometrische
üblicherweise in der
achse des Patienten

Im Begriff Tomografens zum Ausment hin, das zu vollständige dreicindem man nacheweise Verfahren „Spiral-CT“ abgerichtung kontinu schnitt 5.2).

5.1.3 Meßprinzipi

Es ist naheliegend, daß die emittierten Strahlen entstehen, wenn die einzelnen Strahlen sich entwirken. Zur exakten Lösung muß dies außerdem so weit geschehen, daß die solchen Strahlen, die sie erzeugen, sie in zwei

- ▷ In einer ersten „direkten Fäcl gemeinsam un ist (Bild 5.2c).

▷ In der zweiten „inverse Fäche“

darzustellen und geringe Dichteunterschiede von Weichteilgewebe gut erkennbar, d.h. kontrastreich abzubilden.

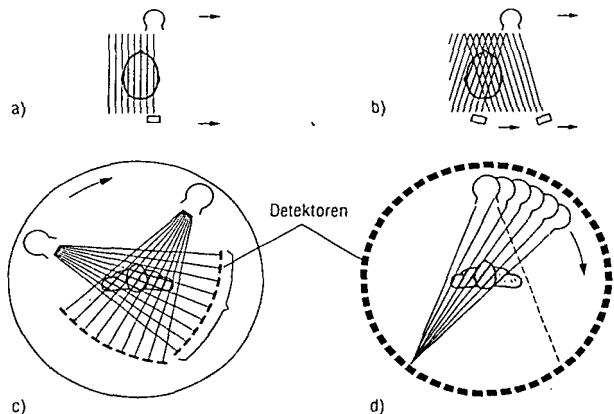
Allerdings benötigt die CT zur Lösung dieser Aufgabe Projektionen unter sehr vielen Winkeln, also ungleich viel mehr Information, als bei der direkten Projektionsabbildung der klassischen Röntgentechnik genutzt wird. Sie reduziert diese Informationsmenge aber auch gleich wieder, indem sie sich primär auf die Darstellung eines nur zweidimensionalen Schnittes durch den Körper beschränkt: Anstelle von $\mu(x, y, z)$ wird nur $\mu_z(x, y)$ in der Position z (Position der Schicht auf der Körperlängsachse) bestimmt. Aus meßtechnischen Gründen wird dieser Schnitt auf eine schmale Schicht geweitet, deren Dicke h gewöhnlich wählbar gehalten, und über die während der Messung gemittelt wird. Schichtdicken von 1 mm bis 10 mm sind derzeit gebräuchlich und wünschenswert. Die Schnitte, als deren geometrischer Ort die Mittellinien der Schichten anzusehen sind, liegen üblicherweise in einem Winkelbereich von $\pm 30^\circ$ um die Senkrechte zur Längsachse des Patienten, weshalb man auch zuweilen von „transaxialer CT“ spricht.

Im Begriff Tomographie kommt der Schnittbildcharakter des Darstellungsverfahrens zum Ausdruck, das Attribut Computer deutet auf das rechnende Element hin, das zur Bestimmung von $\mu(x, y)$ zwangsläufig benötigt wird. Die vollständige dreidimensionale Rekonstruktion von $\mu(x, y, z)$ gelingt mittelbar, indem man nacheinander Schicht an Schicht setzt und vermisst. Dieses schrittweise Verfahren wird jedoch seit 1989 mehr und mehr durch die sogenannte „Spiral-CT“ abgelöst, bei der die Verschiebung des Patienten in Körperlängsrichtung kontinuierlich während der Meßdatenerfassung geschieht (s. Abschnitt 5.2).

5.1.3 Meßprinzipien

Es ist naheliegend, zur Erzeugung einer Schichtaufnahme den von der Röntgenröhre emittierten Strahlenkegel so auszublenden, daß ein ebener Strahlenfächser entsteht, der eindimensionale Zentralprojektionen der durchstrahlten Schicht entwirft. Zur exakten Rekonstruktion der Verteilung der Schwächungswerte $\mu_z(x, y)$ muß dieser Strahlenfächser senkrecht auf der Drehachse stehen und außerdem so weit gespreizt sein, daß er aus jeder Projektionsrichtung die anvisierte Schicht des Meßobjekts vollständig überdeckt. Computertomographen, die solche Strahlenfächser nutzen, sind die derzeit gebräuchlichsten CT-Geräte. Es gibt sie in zwei Varianten:

- ▷ In einer ersten Variante, bei den sogenannten „Fächerstrahlgeräten“ (auch: „direkte Fächerstrahlgeräte“), rotieren Röhre und Strahlenempfänger gemeinsam um eine Drehmitte, die auch Mitte des kreisförmigen Meßfeldes ist (Bild 5.2c).
- ▷ In der zweiten Variante, bei den sogenannten „Ringdetektorgeräten“ (auch: „inverse Fächerstrahlgeräte“), rotiert die Röhre allein innerhalb eines Rings



- a) Translation-Rotations-Scanner mit einem Strahlenbündel und einem Detektor
- b) Translation-Rotations-Scanner mit mehreren Strahlenbündeln und mehreren Detektoren (hier nur zwei gezeichnet)
- c) Fächerstrahlgerät mit rotierendem Detektorsystem (direktes Fächerstrahlgerät)
- d) Ringdetektorgerät mit stationärem Detektorsystem (inverses Fächerstrahlgerät)

Bild 5.2 Unterschiedliche Abtastprinzipien von Computertomographen

von Detektorelementen, von denen jedes als Konvergenzpunkt eines sich während der Rotation entwickelnden Strahlenfächers betrachtet werden kann (Bild 5.2d).

Bei der ersten Variante bestimmt die aktuelle, mittlere Fokuslage, unter der Meßwerte aus dem Strahlenempfänger ausgelesen werden, den Winkel einer Projektion. Bei der zweiten Variante legt die Position eines jeden Detektorelementes auf dem Detektorring den jeweiligen Projektionswinkel fest.

5.1.4 Bilderzeugung

Das Bildrekonstruktionsverfahren lässt sich am besten an einem Meßprinzip erläutern, das Parallelprojektionen liefert und in den „Translations-Rotations-Scannern“ realisiert wurde (Bilder 5.2a und b). Diese auch Linearscanner genannten CT-Geräte standen am Anfang der CT-Entwicklung.

Wie in Bild 5.3 dargestellt, wird hier ein einzelner Strahl der Breite b und Höhe (Dicke) h mit einem Blendensystem (Kollimator) von der Röntgenröhre durch das Meßobjekt hindurch zu einem Detektor geführt. Mit der Höhe h ist die Schichtdicke festgelegt, die Breite b begrenzt das räumliche Auflösungsvermögen

der Meßeinrichtung. Röhre („Gantry“) montiert, lässt Meßfeldmitte drehen. Die elektrischen Signalen I , Strahlen ist. Aus dem Ver schwächendes Objekt ergiegen durch das Meßobjekt

Auf die durchstrahlte Sch in dem die Objektfunktion konzentrisches System (ξ , tet ist, das also die Drehu System registriert der Detektor – genauer, wenn erfolgter Traverse um ein schoben und wieder ged ein aufgelaufener Drehwi es danach einen Satz pa wurden.

Die Schwächungsprofile

$$S(\phi, \eta) = I(\phi, \eta)/I_0(\phi, \eta)$$

bilden also Parallelprojek gleichgültig ist, von welcl

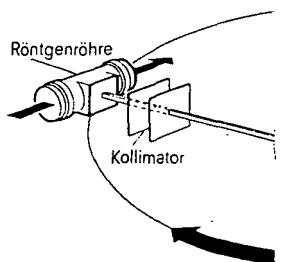


Bild 5.3
Meßanordnung des einfachsten Linearscanners nach Bild 5.2a



ndel und einem Detektor
ibündeln und mehreren Detekto-
irektes Fächerstrahlgerät
verses Fächerstrahlgerät)

tertographen

Konvergenzpunkt eines sich
ensächters betrachtet werden

mittlere Fokuslage, unter der
n werden, den Winkel einer
tion eines jeden Detektorele-
ktionswinkel fest.

besten an einem Meßprinzip
den „Translations-Rotations-
-Diese auch Linearscanner-
-Entwicklung.

Strahl der Breite b und Höhe
von der Röntgenröhre durch-
führt. Mit der Höhe h ist die
umliche Auflösungsvermögen

der Meßeinrichtung. Röhre und Detektor sind auf einem gemeinsamen Träger („Gantry“) montiert, lassen sich senkrecht zum Strahl verschieben und um die Meßfeldmitte drehen. Der Detektor reagiert auf die eintreffenden Strahlen mit elektrischen Signalen I , deren Amplitude proportional zur Intensität dieser Strahlen ist. Aus dem Verhältnis dieser Signale zum erwarteten Signal I_0 ohne schwächendes Objekt ergeben sich die gerade vorliegenden Strahlenschwächungen durch das Meßobjekt.

Auf die durchstrahlte Schicht sei ein ortsfestes Koordinatensystem (x, y) gelegt, in dem die Objektfunktion $\mu(x, y)$ lokalisiert ist, ferner ein zweites, zum ersten konzentrisches System (ξ, η) , dessen ξ -Achse parallel zum Meßstrahl ausgerichtet ist, das also die Drehung der Gantry mit vollzieht (Bild 5.4). In jenem (ξ, η) -System registriert der Detektor die Intensitätsprofile $I(\phi, \eta)$, wenn Röhre und Detektor – genauer, wenn der Strahl – parallel zu sich selbst verschoben, nach erfolgter Traverse um einen kleinen Winkel $\Delta\phi$ gedreht, dann rückläufig verschoben und wieder gedreht wird. Dieses Wechselspiel erfolgt so lange, bis ein aufgelaufener Drehwinkel von 180° erreicht ist. Zu jedem Winkel ϕ gibt es danach einen Satz paralleler Strahlen, deren Signale in $I(\phi, \eta)$ gesammelt wurden.

Die Schwächungsprofile

$$S(\phi, \eta) = I(\phi, \eta) / I_0(\phi, \eta) \quad (5.2)$$

bilden also Parallelprojektionen der Schicht zum Projektionswinkel ϕ . Da es gleichgültig ist, von welcher Seite ein Objekt durchstrahlt wird, sind Schwä-

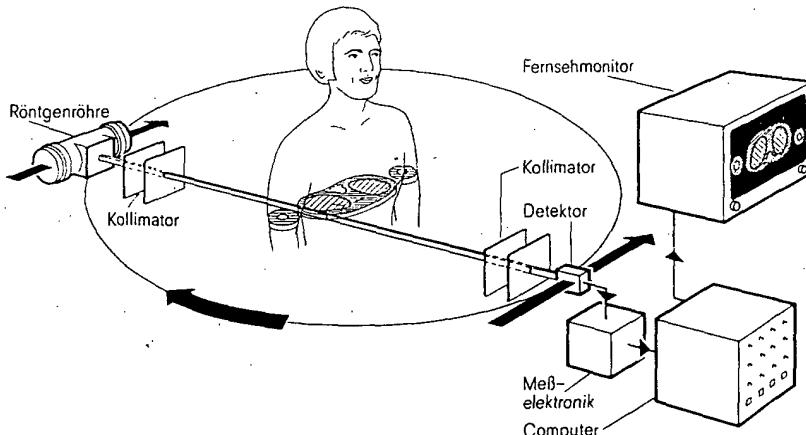
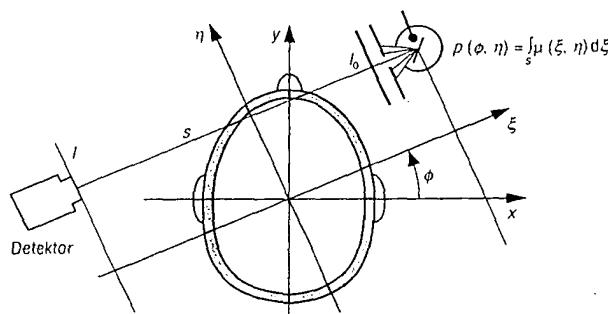


Bild 5.3
Meßanordnung des einfachsten Translations-Rotations-Scanners
(Linearscanner nach Bild 5.2a)



x, y Raumfeste Koordinaten
 ξ, η An das Meßsystem gebundene Koordinaten
 ϕ Projektionswinkel
 I Röntgenstrahlintensität
 μ Schwächungskoeffizient
 s Weg eines Strahls

Bild 5.4 Winkel- und Ortskoordinaten der Parallelstrahlgeometrie

chungsprofile, die unter den Winkeln ϕ gemessen werden, identisch mit denen, die bei $\phi + 180^\circ$ zu gewinnen sind; bei Gleichsetzung ist nur auf die gegenläufige Ausrichtung von η zu achten, d.h., es ist

$$S(\phi + \pi, \eta) = S(\phi, -\eta) \quad (5.3)$$

anzusetzen.

Wenn man noch annimmt, die Strahlen hätten einheitlich eine einzige Energie (z.B. 70 keV), so daß allen Substanzen, mit denen die Strahlung in Wechselwirkung tritt, ein bestimmtes spezifisches Strahlenschwächungsvermögen μ (d.h. Schwächungskoeffizient) zugeordnet werden kann, dann schwächt sich die Anfangsintensität $I_0(\phi, \eta)$ ab auf (s. Abschnitt 2.1.2)

$$I(\phi, \eta) = I_0(\phi, \eta) \cdot e^{-\int \mu(x, y) d\xi} \quad (5.4)$$

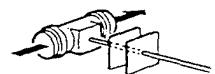
$$\begin{aligned} x &= \xi \cos \phi - \eta \sin \phi \\ y &= \xi \sin \phi + \eta \cos \phi \end{aligned}$$

Bildet man die Logarithmen, so erhält man die Linienintegrale der Projektionen

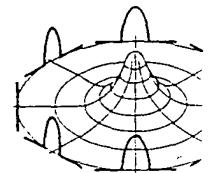
$$p(\phi, \eta) = \ln I_0/I = \int_s \mu(x, y) d\xi. \quad (5.5)$$

deren Gesamtheit auch als die Radon-Transformierte der Verteilung $\mu(x, y)$ bezeichnet wird (s. Abschnitt 2.3.1).

Wie in Kapitel 2 erlautert, aus $p(\phi, \eta)$ errechen (s. Abschnitt 5.4.1), bilden speziellen Funktionen ursprünglichen Strahl (Bild 5.5). Dieses Verfahren ist im Prinzip allerdings unter der Voraussetzung, daß zur Verfügung stehen, deren Meßzeit mit zwei um die Schichten, bei denen die Doppelschicht mehrfach aufnahmen, damals schon speziell parametrisiert sind. Ein ganz ähnliches Verfahren ist möglich, wenn die Azimut des Projektionsstrahls parametrisiert sind. Faltungsalgorithmen sind ebenfalls möglich.



Projektion eines homogenen Gegenstands



Rückprojektion ohne Faltung

Bild 5.5
Bilderzeugung durch Rückprojektion mit dem Faltungsalgorithmus

Wie in Kapitel 2 erläutert, ist diese Transformation umkehrbar, $\mu(x, y)$ also aus $p(\phi, \eta)$ erreichbar. Gebräuchlich ist der sogenannte Faltungsalgorithmus (s. Abschnitt 5.4.1), bei dem die Linienintegrale je Projektion zunächst mit einer speziellen Funktion („Faltungskern“ genannt) gefaltet und dann längs der ursprünglichen Strahlrichtungen auf die Bildebene rückprojiziert werden (Bild 5.5). Dieses Verfahren hat den Vorteil, daß die notwendigen Rechenprozesse im Prinzip schrittweise durchlaufen werden können – allerdings unter der Voraussetzung, daß hinreichend leistungsfähige Prozessoren zur Verfügung stehen. Dies war z.B. kein Problem bei den ersten Linearscannern, deren Meßzeit etwa 5 min je Doppelschicht betrug (gleichzeitige Messung mit zwei um die Schichtdicke h versetzten Detektoren). Erst bei den Nachfolgeräten, bei denen mit Meßzeiten von etwa 20 s je Schicht oder auch 60 s je Doppelschicht mehrere Detektoren mehrere Parallelprojektionen je Traverse zugleich aufnahmen (Beispiel SIRETOM 2000. Prinzip s. Bild 5.2b), mußten damals schon spezielle Prozessoren entwickelt werden.

Ein ganz ähnliches Verfahren ist auch bei den Fächerstrahlgeräten anwendbar. Es gelang nämlich, für Projektionen, die nach Projektionswinkel φ (d.h. nach dem Azimut des Fokus) und nach Strahlwinkel β innerhalb des Fächers parametrisiert sind – also $p(\varphi, \beta)$ anstelle von $p(\phi, \eta)$ – ebenfalls einen analogen Faltungsalgorithmus anzugeben (s. Abschn. 5.4.2), der auf die gleiche Prozessor-

ensität
ffizient

ometrie

rdern, identisch mit denen,
ist nur auf die gegenläufige

(5.3)

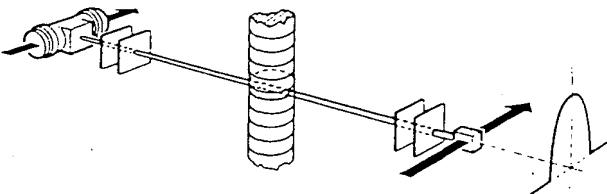
itlich eine einzige Energie
Strahlung in Wechselwir-
kungsvermögen μ (d.h.
dann schwächt sich die

(5.4)

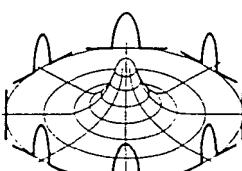
ntegrale der Projektionen

(5.5)

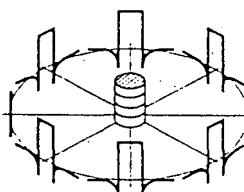
e der Verteilung $\mu(x, y)$



Projektion eines homogenen Zylinders



Rückprojektion ohne Faltung



Rückprojektion nach Faltung

Bild 5.5
Bilderzeugung durch Rückprojektion und Bedeutung der Faltung der Meßwertprofile
mit dem Faltungskern

struktur abbildbar ist (s. Bild 9.21). Allerdings erzwingt hier die Rückprojektion einen wesentlich höheren Rechenaufwand, weshalb auch Transformationen von Fächer- auf Parallelprojektionen vorgenommen werden, wenn die streng schritt-haltende Berechnung nicht gefordert ist. Dies erfolgt entweder schon bei der Datengewinnung oder später durch Umsortierung der Daten und spezielle Interpolationen. Solche Umordnungen sind auch dann erforderlich, wenn Rekonstruktionsalgorithmen angewandt werden sollen, die zwangsläufig auf Parallel-daten aufsetzen – erwähnt sei nur das direkte Fourier-Rekonstruktionsverfahren (s. Abschnitt 5.4.1), das wegen der Verfügbarkeit spezieller Prozessoren eine gewisse Attraktivität genießt.

5.2 Realisierung

5.2.1 Grenzen des Strahler-Meßsystems

Von der grundsätzlichen Idee bis zur Verwirklichung praktisch einsetzbarer CT-Geräte gibt es verschiedene Wege, die aber alle zu einigen unvermeidbaren Einschränkungen zwingen.

Abtastdichte

Eine erste Einschränkung betrifft die Abtastdichte: Weder bei den Parallelstrahlgeräten noch bei den Fächerstrahlgeräten können Meßwerte in beliebig dichter Folge abgelesen werden. Die in einer vorgegebenen Zeit maximal aufnehmbare Anzahl der Meßwerte je Projektion ist naturgemäß begrenzt. Dies gilt auch für die Anzahl der Projektionen je Umlauf (oder „Scan“, wie der Vorgang der Meßwertaufnahme auch genannt wird). Ob sich diese Begrenzung ungünstig auswirkt, hängt wesentlich vom räumlichen Auflösungsvermögen der Anlage ab. In der Regel werden umso mehr Meßwerte benötigt, je höher das Auflösungsvermögen ist.

Auflösung

Eine zweite Einschränkung betrifft das Auflösungsvermögen: Sowohl der Fokus der Röntgenröhre als auch die Detektorelemente der Strahlenempfänger sind von endlicher Größe. Der Fokus, weil er hohe thermische Energie aufnehmen muß, um eine genügend große Strahlendosis emittieren zu können, die Detektorelemente, weil sie einen hinreichend großen Bruchteil der auftreffenden Strahlenmenge absorbieren müssen, damit brauchbar hohe Signale entstehen. Die Verbindungslinien von Fokus und Detektorelementen definieren ein Strahlbündel endlicher Breite, unter der das Meßobjekt abgetastet wird.

Detektoren bei Fäch

Bei direkten Fäch Zahl der Detektor 350 und 800. Dies daß die Meßfelder von etwa 45 bis 50 daraus, daß der F: nur zur Hälfte be mit einem Halbsä auf der einen Seite der Drehung jewei man Teilfächer ge ist beispielsweise e

Ein weiterer Grun die das Gerät eing gen verlangt ist, k so betont wird, set

Detektoren bei Rin

Bei den Ringdetek durch den zeitliche sind hier zwische nicht bekannt sin die Anzahl der Pr gerät, wo die Anza big festgelegt wer beschränkt wird.

In diesen Gegeben Anzahl der Detek sowohl durch An durch möglichst h durch die Belange eine stattliche Anz ring. Das sind me rechnung eigentlich

Dieser Aufwand li tionen über 360° v nen aus einem W Bedeckung des Me

BEST AVAILABLE COPY

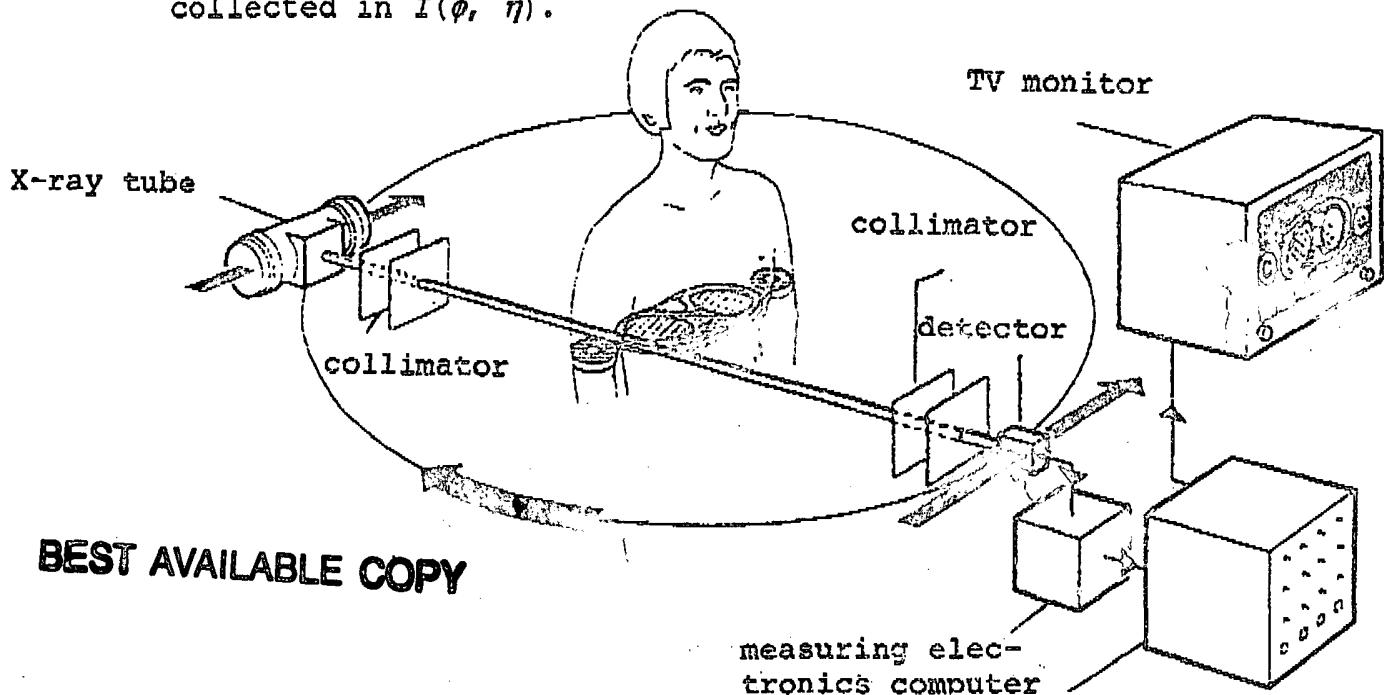
5.1.4 Image generation

The image reconstruction process can best be explained by way of a measuring principle which provides parallel projections and was implemented in the "translation-rotation scanners" (Figs. 5.2a and b). These CT devices which are also referred to as linear scanners marked the beginning of the CT development.

As is illustrated in Fig. 5.3, a single beam of width b and height (thickness) h is guided by means of a diaphragm system (collimator) from the X-ray tube through the measuring object to a detector. Height h establishes the layer thickness, width b defines the three-dimensional resolution capability of the measuring equipment. The tube and the detector are mounted on a common carrier ("gantry"), can be moved perpendicular to the beam, and can be rotated about the measuring field centre. The detector responds to the incoming beams with electrical signals I , the amplitude of which is proportional to the intensity of these beams. The currently existing beam attenuations due to the measuring object are obtained from the ratio of these signals to the expected signal I_0 without attenuating object.

A stationary coordinate system (x, y) be placed on the X-rayed layer, in which the object function $\mu(x, y)$ is localized; furthermore, a second system (ξ, η) which is concentric to the first one, the ξ axis of which is oriented parallel to the measuring beam, so that it follows the rotation of the gantry (Fig. 5.4). In this (ξ, η) system the detector records the intensity profiles $I(\phi, \eta)$ when the tube and the detector - more precisely, if the beam - is moved parallel to itself, is rotated through a small angle $d\phi$ after carrying out a traverse movement, then moved in the opposite direction, and then rotated again. This cyclic sequence is repeated until a summed

up angle of rotation of 180° is obtained. For each angle ϕ there is a set of parallel beams, the signals of which were collected in $I(\phi, \eta)$.



BEST AVAILABLE COPY

Fig. 5.3

Measuring arrangement of the simplest translation-rotation scanner (linear scanner according to Fig. 5.2a)

Thus, the attenuation profiles

$$S(\phi, \eta) = I(\phi, \eta) / I_0(\phi, \eta) \quad (5.2)$$

form parallel projections of the layer to the projection angle ϕ . Due to the fact that it is irrelevant from which side an object is X-rayed, attenuation profiles which are measured under the angles ϕ are identical with those which can be obtained at $\phi + 180^\circ$; upon equating, though, the opposite orientation of η must be taken into consideration, i.e.

$$S(\phi + \pi, \eta) = S(\phi, -\eta) \quad (5.3)$$

is to be written.

x, y	stationary coordinates
ξ, η	coordinates associated with the measuring system
ϕ	projection angle
I	X-ray intensity
μ	attenuation coefficient
s	travel of a beam

Fig. 5.4 Angle and position coordinates of the parallel beam geometry

If one further assumes that the beams homogeneously have a single energy (e.g. 70 keV) so that all substances with which the radiation interacts can be allocated a certain specific beam attenuation capability μ (i.e. attenuation coefficient), then the initial intensity $I_o(\phi, \eta)$ decreases to (see para. 2.1.2)

$$I(\phi, \eta) = I_o(\phi, \eta) \cdot e^{-\int \mu(x, y) d\xi} \quad (5.4)$$

$$\begin{aligned} x &= \xi \cos \phi - \eta \sin \phi \\ y &= \xi \sin \phi - \eta \cos \phi \end{aligned}$$

When forming the logarithms, one obtains the line integrals of the projections

$$p(\phi, \eta) = \ln I_o / I = \int \mu(x, y) d\xi \quad (5.5)$$

which, in their entirety, are also referred to as the Radon transform of the distribution $\mu(x, y)$ (see para. 2.3.1).

BEST AVAILABLE COPY

As has been explained in Chapter 2, this transformation is reversible, i.e. $\mu(x, y)$ can be calculated from $p(\phi, \eta)$. Here, the so-called convolution algorithm is conventionally used (see para. 5.4.1), where the line integrals per projection are first convoluted by a special function (known as "convolution core") and then re-projected onto the image plane along the original beam directions (Fig. 5.5). This method is advantageous in that the necessary calculation processes can principally be executed in step with the measurement - under the precondition, however, that sufficiently powerful processors are available. This did not present a problem e.g. with the first linear scanners whose measuring time amounted to approx. 5 min. per double layer (simultaneous measurement by means of two detectors offset by the layer thickness h). It was only with the successor devices, where several detectors recorded several parallel projections per traverse simultaneously with measuring times of approx. 20 sec per layer or 60 sec per double layer (example SIRETOM 2000; principle see Fig. 5.2b), that already then special processors had to be developed.

A very similar method can also be employed with the fanned beam devices. One succeeded in specifying an analogous convolution algorithm, too, (see para. 5.4.2) for projections which are parameterised to projection angle ϕ (i.e. to the azimuth of the focus) and to beam angle β within the fan - i.e. $p(\phi, \beta)$ instead of $p(\phi, \eta)$, which can be mapped on the same processor structure (see Fig. 9.21).

BEST AVAILABLE COPY

Projection of a homogenous cylinder

Reverse projection without convolution

Reverse projection after convolution

Fig. 5.5

Image generation by reverse projection and significance of the convolution of the measuring value profiles with the convolution core

The reverse projection, however, makes considerably higher calculation efforts mandatory, which is the reason why transformations from fanned to parallel projections are made if the strict in-step calculation is not required. This is done either as early as during data acquisition or later by data re-sorting and special interpolations. Such re-arrangements are also required where reconstruction algorithms are to be employed which inevitably are based on parallel data - with reference being made here to the direct Fourier reconstruction method (see para. 5.4.1) which, due to the ability of special processors, enjoys a certain attractiveness.